

X-ray CT의 실시간 영상재구성을 위한 병렬처리 구조에 관한 연구

진 승오, 허 창원, 허 영
한국전기연구소

A Study on the Parallel Processing Architecture for the Real Time Image Reconstruction of X-ray CT

Seung Oh Jin, Chang Won Heo, Young Huh
Korea Electrotechnology Research Institute

Abstract - 최근 수년간 의료영상분야는 국내외적으로 급격한 발전을 거듭하고 있다. 특히 자기공명영상장치(Magnetic Resonance Imaging), X-ray CT(Computed Tomography)와 단층촬영장치는 인체의 내부를 비침습적(non-invasive)으로 영상화함으로써 해부학적인 질병진단에 많은 장점을 가지고 있다. 이와같은 단층영상 재구성에는 역매트릭스법(matrix inversion), 반복재구성법(iterative method), 역투영법(back-projection), 2차원 Fourier 변환법(2D FFT), 중첩재구성법(Filtered back-projection) 등의 다양한 알고리즘을 사용하고 있다. 본 연구에서는 X-ray CT에서의 단층영상재구성 기법 중 널리 사용되고 있는 Filtered Back Projection 기법의 연산순서도와 연산량을 분석하고 이를 시뮬레이션을 통하여 확인하고 실시간 영상재구성을 위하여 범용 Digital Signal Processor의 병렬처리시스템 구성에 기반된 최적 Architecture를 선정하고자 한다.

고리즘을 적용함으로써 단면영상을 얻게된다. 따라서 CT 시스템에서 기하학적인 구조는 영상재구성에 중요한 의미를 가진다. Fan Beam mode의 CT에서는 검출기와 X-선 초점 거리를 모두 일정하게 하며 검출기의 중심점과 X-선관의 초점 사이 거리를 기준으로 한다. 본 논문에서는 Fan Beam mode의 기하구조를 바탕으로 Filtered Back Projection 알고리즘을 설명하고 각각의 부분에서 연산량을 산출하고 연산순서도를 분석하여 이에 상응하는 병렬 DSP 구조를 제안하고자 한다.

1. 서 론

X-ray CT(Computed Tomography, X-선 단층촬영장치)는 1972년 G. Hounsfield에 의해 처음 개발된 이후 급진적인 발전을 거듭하고 있다. 특히 영상의 재구성 알고리즘 분야에서는 역매트릭스법(matrix inversion), 반복재구성법(iterative method), 역투영법(back-projection), 2차원 Fourier 변환법(2D FFT), 중첩재구성법(filtered back-projection) 등의 방법이 연구되어 왔으며, 최근 대부분의 CT에서는 filtered back-projection 기법을 적용하고 있다. 또한 X-선 beam 투영방식에서 초기의 parallel beam 방식에서 fan beam을 사용함으로써 영상의 해상도를 향상시켰으며, fan beam mode에서는 the parallel beam mode에 비하여 연산량이 급격히 증가하게 된다. 최근 고속 디지털 신호처리 프로세서의 발전으로 기존 마이크로프로세서 기반의 여러 시스템들이 대체되고있으며 연산속도를 향상시키기 위한 array processor의 많은 부분도 범용 digital signal processor로 대체되고 있다. 본 연구에서는 fan beam mode에서의 filtered back projection 알고리즘을 적용한 경우의 연산량과 연산순서도를 시뮬레이션을 통하여 분석함으로써 다량의 연산량을 요구하는 CT 영상재구성 시스템에서 범용 digital signal processor의 병렬처리시스템을 기반으로 하는 최적 architecture를 선정하고자 한다.

2.1.1 Filtered Back Projection

X-ray CT의 영상재구성에서는 수식(1)과 같이 Radon Transform을 이용한다. X-선이 FOV의 center를 중심으로 일회전하면서 검출되는 X-선의 감약 데이터는 FOV 평면에 대해서 Radon Transform을 적용한 것이며 이로부터 원래 영상을 재구성하기 위해서는 검출된 데이터를 Inverse Radon Transform을 적용하여야 한다. 투영데이터를 얻기 위한 시스템의 기하구조는 그림 1과 같다.

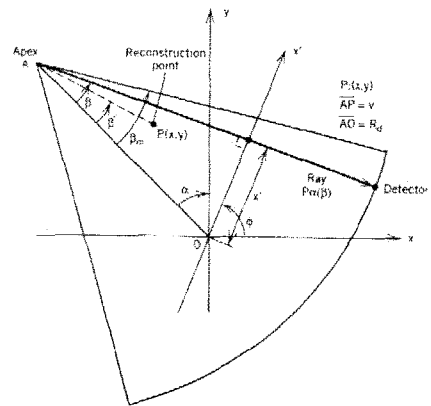


그림 1. X-Ray CT의 영상재구성의 Geometry

2. 영상 재구성

2.1 시스템 모델

X-선 CT는 X-선관과 검출기가 FOV(Field Of View)의 중심점을 기준으로 일회전하는 동안 일정한 각도로 인체를 투과하여 검출된 X-선의 감약 정보를 X-선관과 검출기등의 기하학적인 구조를 참고하여 재구성 알

$$P_{\phi}(x) = R[f(x, y)] = \int \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) \delta(x \cos \phi + y \sin \phi - x') dx dy = \int_{-\infty}^{\infty} f(x' \cos \phi - y' \sin \phi, x' \sin \phi + y' \cos \phi) dy'$$

where,

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos \phi & \sin \phi \\ -\sin \phi & \cos \phi \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \end{bmatrix} \quad (1)$$

검출된 투영데이터를 sinogram이라고 하고 이로부터 단면영상을 얻기 위해서는 수식(2) 와 수식(3) 으로부터 수식(4)와 같은 결과를 얻을 수 있다. 수식(4)에서 $h(v\sin(b'-b))$ 는 filter kernel 로서 back projection 과정에서 deblurring을 목적으로 사용하며 전형적으로 Ram-Lak, Shepp-Logan, Hamming window를 사용한다.

$$\begin{aligned} x' &= R_d \sin \beta \\ \phi &= \alpha + \beta \end{aligned} \quad (2)$$

$$\hat{f}(x, y) = \frac{1}{2\pi} \int_0^{2\pi} d\phi \int_{-\infty}^{\infty} dx' P_\phi(x') h(x \cos \phi + y \sin \phi - x') \quad (3)$$

$$\hat{f}(x, y) = \frac{1}{2\pi} \int_0^{2\pi} d\alpha \int_{-\beta_m}^{\beta_m} d\beta P_\alpha(\beta) h(v\sin(\beta' - \beta)) |J| \quad (4)$$

where,

$$|J| = \left| \frac{\theta(x', \phi)}{\theta(\alpha, \beta)} \right| = R_d \cos \beta$$

$$v = \sqrt{(x \cos \alpha + y \sin \alpha)^2 + (x \sin \alpha - y \cos \alpha + R_d)^2}$$

$$\beta' = \tan^{-1} \left[\frac{x \cos \alpha + y \sin \alpha}{x \sin \alpha - y \cos \alpha + R_d} \right]$$

2.2 Simulation 및 연산량 평가

본 연구에서는 최적 병렬 DSP의 architecture 선정을 위하여 수식(4)를 이용하여 computer simulation program을 작성하고 이를 바탕으로 연산작업의 독립성을 고려하고 연산의 소요시간을 계산하여 병렬 DSP의 data path 및 bus arbitration 설계의 기준으로 사용하고자 한다. 먼저, simulation을 수행하기 위하여 Radon Transform을 사용하여 sinogram을 발생시키고, 이를 수식(4)에 적용하여 영상을 재구성 하였다. 영상의 크기는 256x256으로 하고 X-선관은 0.5° 간격으로 일회전하여 총 720 view의 샘플링을하고, 각 view에서의 검출기수는 768개, X-선관의 초점에서 검출기 중심까지 거리는 650mm로 하면 Fan Angle는 44°를 얻을 수 있다. 이러한 파라미터들을 반영하여 영상을 재구성하는 과정의 flow chart와 시뮬레이션 결과는 각각 그림 2 와 그림 3에 나타내었다.

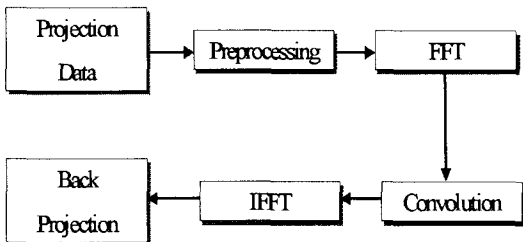
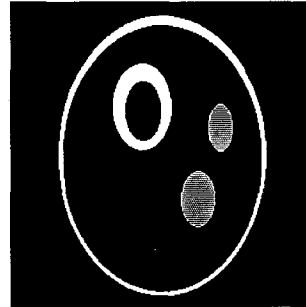


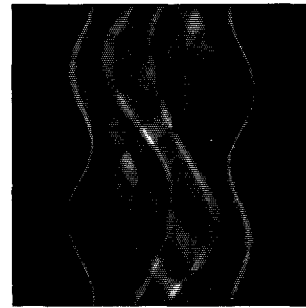
그림 2. 영상재구성의 Flow Chart

각 과정에서 소요되는 주요 연산량을 살펴보면 각 view에서 768개의 검출데이터를 FFT 알고리즘을 적용하기 위하여 1024 points로 zero-padding을 한 후, FFT를 하는 과정에서 각각의 view에 대해서 5120개의 complex multiplication과 10240개의 complex

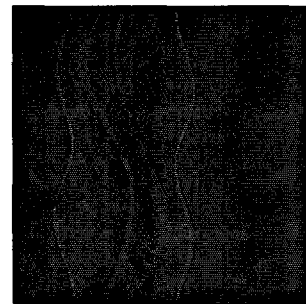
addition을 필요로 한다. 또 convolution을 적용하기 위해서는 2048개의 multiplication을 하게되며, Inverse FFT 에서는 FFT의 연산량에 1024 multiplication이 더해지게 된다.



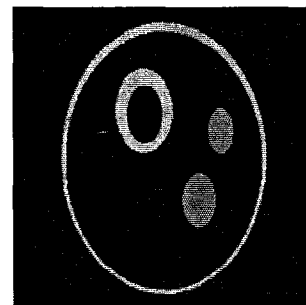
(a) 모의실험용 Phantom Image



(b) Projection Data Set (Sinogram)



(c) Filtered Projectin Data Set



(d) Back Projection 기법의 재구성된 영상

그림 3. Fan Beam mode에서의 Filtered Back Projection을 이용한 영상 재구성

최종단계의 back projection에서는 256x256 영상의 경우 trigonometric function을 많이 사용하게 되므로 연산량이 급격히 증가하나, 이를 index table 형태로 변환하면 각각의 view에 대해서 256x256x24 instruction이 소요되게 된다.

2.3 최적 연산 기법의 적용

이전의 많은 연구에서 filtered back projection을 적용한 경우 다량의 연산을 실시간 처리하기 위하여 array processor 또는 pipelining technique을 사용하였다. 이 경우 메모리 관리와 주변회로의 구성 그리고 시스템 보완 및 향상에 많은 어려움을 갖게 된다. 최근에는 상당히 빠른 연산처리속도를 갖는 디지털 신호처리 프로세서의 발전으로 많은 연산량을 병렬 명령어와, 외부적으로도 빠른 통신속도, 효율적인 메모리 공유기법등을 갖춘 범용 DSP Chip이 공급되고 있다. 또한 CT에서 영상재구성기법은 각각의 view에 대해서 연산이 독립적이고, 각 view 내에서도 FFT, convolution, IFFT, back projection 등의 연산이 순차적으로 진행되므로 parallel processing 구성이 매우 용이하다고 할 수 있다. 최근 범용 DSP의 성능에서는 40MHz로 동작하고, 명령어 수행시간이 25ns인 경우, 병렬처리 명령어를 사용하여 최적 연산 구조를 갖는 경우 1024 points FFT를 수행하는 데 소요되는 시간이 533us 이며, 이와 같은 성능을 갖는 범용 DSP를 사용할 경우 한 개의 view를 재구성하는데 소요되는 시간은 대략 42ms 정도가 된다. 따라서, 720 view의 총 데이터를 처리하는 데 소요되는 시간은 single processor를 사용하는 경우, 30초 정도가 필요하게 된다.

processor에 내장된 통신포트를 사용하는 방식을 적용하고자 한다. 현재까지의 분석결과를 바탕으로 본 연구에서는 CT의 영상재구성 시스템을 위하여 그림 4와 같은 parallel DSP의 구성을 검토하였다.

3. 결 론

X-ray CT에서 영상재구성을 위하여 검출되어진 다량의 projection data를 실시간으로 처리할 수 있는 DSP hardware의 architecture를 결정하기 위하여 시뮬레이션을 통하여 연산 알고리즘의 증명과 연산량의 평가를 하였으며, 각 연산의 독립성을 확인하여 processor간 task의 한계점을 고려하여 차후 실제 시스템에 적용될 범용 DSP 기반의 parallel processing structure를 검토하였다.

향후 본 연구에서 제작한 Simulator의 기능을 향상하여 영상의 해상도, 연산량, 필터 설계의 최적화 문제를 검증하고, volumetric imaging을 위한 spiral CT의 설계에 필요한 다양한 파라미터 분석을 통하여 실제 시스템 설계의 기반을 구축하고자 한다.

(참 고 문 헌)

- [1] BARRY K. GILBERT, SURENDER K. KENUE, RICHARD A. ROBB, ALOYSIUS CHU, ARNOLD W. LENT, EARL E. SWARTZLANDER, "RAPID Execution of Fan Beam Image Reconstruction Algorithm Using Efficient Computational Techniques and Special Purpose Processors", IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING, VOL BME-28 NO.2 FEBRUARY 1981.
- [2] ZANG-HEE CHO, JOIE P. JONES, MANBIR SINGH, "FOUNDATIONS OF MEDICAL IMAGING", JOHN WILEY & SONS, INC, 71-103, 1993
- [3] G. T. HERMAN, J. Comp. Assist. Tomog. 3:361-366, 1979

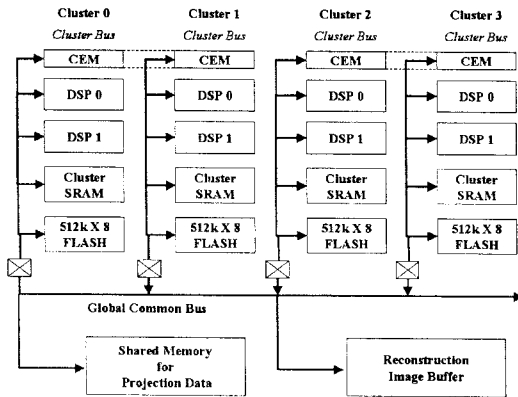


그림 4. CT 영상 재구성을 위한 Parallel Processing Architecture

projection data의 영상재구성을 현재의 목표는 1~2(s)의 실시간 연산을 목표로 하고 있으므로 위의 연산량 평가에 의하면 무려 15개 이상의 프로세서가 병렬로 수행되어야 된다는 결론에 도달하게 된다. 그러나, 시뮬레이션에서의 평가는 C language를 통하여 계산된 것이며, 특히 back-projection에서 반복 루프내에서의 알고리즘 향상 및 명령어 최적화의 경우, 상당히 많은 양의 연산을 절감할 수 있을 것으로 기대된다.

본 연구에서는 연산량을 고려하여 각 view 데이터를 back projection 하는데 2개의 local DSP를 하나의 cluster로 설정하여 사용하고, 하나의 시스템에 4개의 cluster를 채용하여 projection data와 reconstruction image등의 공유 정보를 위하여 shared memory를 global common bus로 link하고 각각의 cluster 간의 task 상태를 확인하기 위하여